

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-000238
 (43)Date of publication of application : 07.01.2000

(51)Int.Cl. A61B 8/00

(21)Application number : 10-167099 (71)Applicant : TOSHIBA IYO SYSTEM
 ENGINEERING KK
 TOSHIBA CORP

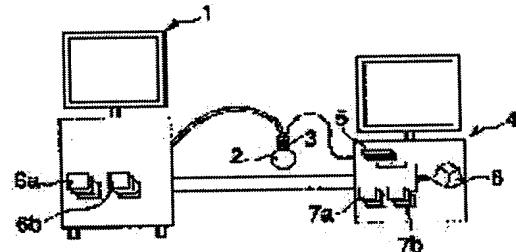
(22)Date of filing : 15.06.1998 (72)Inventor : HASHIMOTO SHINICHI
 TANAKA HIROKO
 SAITO SHUNICHI

(54) THREE-DIMENSIONAL ULTRASONIC WAVE SYSTEM

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a three-dimensional ultrasonic wave system capable of easily matching ultrasonic wave images with the position data of a probe corresponding to the images.

SOLUTION: By synchronizing the timing of ending the gathering of two-dimensional image data in an ultrasonic diagnostic device 1 and the timing of ending the fetch of the position data of a computer unit 4 for a three-dimensional image processing by making the timing signals of end be in common or the like, the two-dimensional image data fetched lastly to the computer unit 4 for the three-dimensional image processing and the position data fetched also lastly are made to correspond to each other, and thus, correspondence with the position data is easily attained even with respect to the other images as well by tracing back from the last image data and position data.



(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-238

(P2000-238A)

(43) 公開日 平成12年1月7日(2000.1.7)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/00

識別記号

F I

A 6 1 B 8/00

テマコード*(参考)

4 C 3 0 1

審査請求 未請求 請求項の数13 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号

特願平10-167099

(22) 出願日

平成10年6月15日(1998.6.15)

(71) 出願人 594164531

東芝医用システムエンジニアリング株式会社

東京都北区赤羽2丁目16番4号

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 橋本 新一

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

(74) 代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

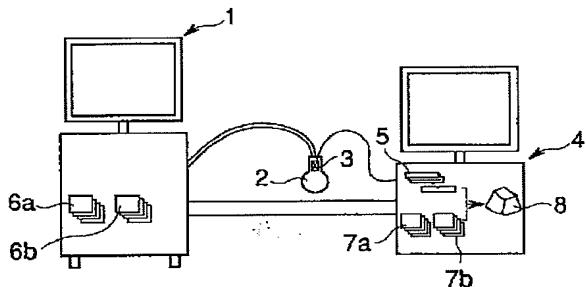
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3次元超音波システム

(57) 【要約】

【課題】本発明の目的は、超音波画像とその画像に対応するプローブの位置データとを簡単に整合させることのできる3次元超音波システムを提供することにある。

【解決手段】本発明は、超音波診断装置1で2次元画像データの収集を終了するタイミングと、3次元画像処理用コンピュータユニット4の位置データの取り込みを終了するタイミングとを、終了のタイミング信号を共通化する等で同期させることにより、3次元画像処理用コンピュータユニット4に最後に取り込んだ2次元画像データとやはり最後に取り込んだ位置データとが対応付けられているので、この最後の画像データと位置データとから遡っていくことにより他の画像に関しても位置データとの対応を容易に付けることができる。



(2) 特開2000-238 (P 2000-238H)

【特許請求の範囲】

【請求項1】超音波診断装置と、この超音波診断装置に外付け可能な3次元画像処理用コンピュータユニットとかなり、前記超音波診断装置において超音波プローブを被検体に対して動かすことにより2次元画像データを3次元的に収集し、この2次元画像データを前記超音波診断装置内の画像メモリを介して前記外付けされた3次元画像処理用コンピュータユニットに取り込み、この取り込まれた2次元画像データと前記超音波プローブに外付けされた位置センサにより検出した前記超音波プローブの位置データとに基づいて3次元画像データを前記3次元画像処理用コンピュータユニットにより生成し、表示する3次元超音波システムにおいて、

前記2次元画像データの収集を終了するタイミングと前記3次元画像処理用コンピュータユニットの位置データの取り込みを終了するタイミングとを同期させることにより、前記3次元画像処理用コンピュータユニット内で前記2次元画像データと前記位置データとの対応付けを図ることを特徴とした3次元超音波システム。

【請求項2】超音波診断装置とこの超音波診断装置に外付け可能な3次元画像処理用コンピュータユニットとかなり、前記超音波診断装置において超音波プローブを被検体に対して動かすことにより2次元画像データを3次元的に収集し、この2次元画像データを前記超音波診断装置内の画像メモリを介して前記外付けされた3次元画像処理用コンピュータユニットに取り込み、この取り込まれた2次元画像データと前記超音波プローブに外付けされた位置センサにより検出した前記超音波プローブの位置データとに基づいて3次元画像データを前記3次元画像処理用コンピュータユニットにより生成し、表示する3次元超音波システムにおいて、

前記超音波診断装置又は前記3次元画像処理用コンピュータユニットで発生したタイミング信号に従って、前記2次元画像データの収集が行われ、前記3次元画像処理用コンピュータユニットへの位置データの取り込みが行われるようにしたことを特徴とした3次元超音波システム。

【請求項3】前記超音波診断装置の画像メモリ内に収集した超音波Bモード画像データとカラードップラによる血流画像データとを、前記3次元画像処理用コンピュータユニットのメモリ上にそれぞれ個別に転送し、前記3次元画像処理用コンピュータユニットにおいて前記超音波Bモード画像データと前記血流画像データとからそれぞれ同一部位に関する3次元画像データを個別に再構成することを特徴とした請求項1記載の3次元超音波システム。

【請求項4】前記3次元画像処理用コンピュータユニットで前記3次元画像データを再構成するのに必要とされる枚数の2次元画像データを収集するのに要する時間を1周期として表示形態が変動する円グラフ又はバーグラ

フを前記超音波診断装置と前記3次元画像処理用コンピュータユニットとの少なくとも一方に表示することを特徴とした請求項1又は2記載の3次元超音波システム。

【請求項5】超音波診断装置とこの超音波診断装置に外付け可能な3次元画像処理用コンピュータユニットとかなり、前記超音波診断装置において超音波プローブを被検体に対して動かすことにより2次元画像データを3次元的に収集し、この2次元画像データを前記超音波診断装置内の画像メモリを介して前記外付けされた3次元画像処理用コンピュータユニットに取り込み、この取り込まれた2次元画像データと前記超音波プローブに外付けされた位置センサにより検出した前記超音波プローブの位置データとに基づいて3次元画像データを前記3次元画像処理用コンピュータユニットにより生成し、表示する3次元超音波システムにおいて、

前記超音波診断装置又は前記3次元画像処理用コンピュータユニットからオペレータにより動作開始コマンドが入力されてから、所定の時間遅れて、前記2次元画像データの収集が開始され、前記3次元画像処理用コンピュータユニットへの位置データの取り込みが開始されるようにしたことを特徴とした3次元超音波システム。

【請求項6】超音波診断装置とこの超音波診断装置に外付け可能な3次元画像処理用コンピュータユニットとかなり、前記超音波診断装置において超音波プローブを被検体に対して動かすことにより超音波Bモード画像データとカラードップラによる血流画像データとを3次元的に収集し、この超音波Bモード画像データと血流画像データとを1枚の画像データに合成して前記超音波診断装置で表示すると共に、前記合成した画像データを前記外付けされた3次元画像処理用コンピュータユニットに取り込み、この取り込まれた前記合成画像データに基づいて3次元画像データを前記3次元画像処理用コンピュータユニットにより生成し、表示する3次元超音波システムにおいて、

前記合成画像データは前記超音波Bモード画像データに前記血流画像データを加算処理することにより生成し、この加算処理により生成した合成画像データから前記3次元画像処理用コンピュータユニットで前記超音波Bモード画像データと前記血流画像データとに分離して個別に3次元画像データを再構成することを特徴とした3次元超音波システム。

【請求項7】同一部位の超音波Bモード画像データとカラードップラによる血流画像データとをそれぞれ別個に3次元ボリュームデータとして収集、表示する3次元超音波システムにおいて、

前記超音波Bモード画像データの3次元画像データと前記血流画像データの3次元画像データとを、1枚の合成画像として表示する第1モードと、1画面に並列して個別に表示する第2モードとを切り替える機能を有することを特徴とした3次元超音波システム。

(3) 特開2000-238 (P 2000-238)

【請求項8】前記第2モードにおいて、前記超音波Bモード画像データの3次元画像データと前記血流画像データの3次元画像データとを同一の縮尺で同一の表示方向で表示することを特徴とした請求項7記載の3次元超音波システム。

【請求項9】前記第2モードにおいて、前記超音波Bモード画像データの3次元画像データと前記血流画像データの3次元画像データとの一方で表示の縮尺と位置と表示方向との少なくとも1つを変更したとき、他方においても連動して変更することを特徴とした請求項7記載の3次元超音波システム。

【請求項10】2次元超音波画像データを3次元的に収集し、3次元超音波画像データを生成して表示する3次元超音波診断装置において、

前記3次元表示画像データと同画面に、前記2次元超音波画像データの上下、左右及び収集方向を判別可能に構成した3次元状のインジケータを表示し、前記3次元表示画像データの表示方向に連動して前記インジケータの表示方向を変えるようにしたことを特徴とした3次元超音波システム。

【請求項11】前記インジケータは、前記2次元超音波画像データの3次元的な収集領域の外形に近似する4角錐形状、4角錐の頂点部分を削除した形状、球体の中心から表面にかけての一部分を切り取った形状、又はこの球体の一部分形状の中心点部分を削除した形状であることを特徴とした請求項11記載の3次元超音波システム。

【請求項12】前記インジケータを前記収集方向に沿って半分ずつあるいは数段階に分けて異なる色で表示することを特徴とした請求項10又は11記載の3次元超音波システム。

【請求項13】前記インジケータを、模式的な立体形状とボリュームデータの全体形状を示すワイヤフレームとを合成した形状で表示することを特徴とした請求項10、11又は12記載の3次元超音波システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波診断装置で収集した2次元の超音波画像データを、外付けの3次元画像処理用コンピュータユニットに取り込んで、この3次元画像処理用コンピュータユニットにおいて3次元画像を生成し表示する3次元超音波システムに関する。

【0002】

【従来の技術】従来の超音波診断装置は一般的に超音波ビームを1つの面内で走査するため、断面画像を表示するシステムとなっている。近年、超音波診断装置の超音波送受信部である超音波プローブを移動させながら走査面の異なる複数の画像を収集し、この複数の画像から3次元画像を再構成するという試みが盛んに行われており、超音波診断装置における3次元画像の表示は新たな

診断の可能性を期待されている。

【0003】実際には、腹部用のコンベックスプローブやリニアアレイプローブを手動または機械的に移動させたり、電子セクタプローブを回転させる機構を持った経食道用マルチプレーンプローブを用いるなどして研究が進められている。

【0004】ここで、従来の3次元超音波システムでは、超音波診断装置側で収集した2次元の超音波画像をビデオ信号に変換し、それに対して外付けの3次元画像処理用コンピュータユニットにビデオ信号の状態でビデオキャプチャボードを介して取り込んでいるため、超音波画像のフレーム数（フレームレート）が幾つであっても、3次元画像処理用コンピュータユニットには、毎秒30フレームという固定されたフレームレートで取り込まれるようになっていた。

【0005】このため、取り込み画像の中には、前後のフレームをつなぎ台わせたような部分合成画像や何枚か連続して同一の画像になるといった事態が生じていた。また、超音波診断装置から超音波画像を3次元画像処理用コンピュータユニットに取り込む場合、各走査時のプローブの位置データをプローブに付けた位置センサから取り込むことが行われているが、この場合、3次元画像処理用コンピュータユニットで超音波診断装置からの画像の取り込みと、位置センサからの位置データの取り込みとを同期させて、超音波画像とその画像に対応するプローブの位置データとを整合させるようしているが、この方法は、超音波診断装置から3次元画像処理用コンピュータユニットにオフラインで2次元画像データを転送する場合には適用できないという問題があった。

【0006】また、超音波プローブを手動により適当な位置から移動させることにより、3次元画像の再構成に必要な走査面の異なる複数の2次元画像データを収集するようになっている場合、画像収集を開始するタイミングを図ったり、収集時間に合わせて超音波プローブを動かすのは難しいという問題がある。

【0007】さらに、超音波診断装置では、組織の断層画像を表すBモード画像と、カラードップラによる血流画像とを1枚に合成して表示する場合があるが、この場合、血流画像をBモード画像の上に上書きして、つまり血流が存在する部分にはBモード画像情報を落として血流情報だけを割り当てるような合成が行われており、この合成画像のビデオ信号として3次元画像処理用コンピュータユニットには送られてくるため、3次元画像処理用コンピュータユニットでは完全な形でBモード画像と血流画像とに分離することはできなかった。しかしながら、超音波診断装置のBモード画像と血流画像を同時に収集し、それを別個に3次元画像として再構成するという要求は強く、実際にその分離法なり表示法を提案した例もある。そのような場合でも超音波のBモード画像と血流画像の3次元的な表示によりそれぞれ相互の位

(4) 特開2000-238 (P 2000-238)

置関係や個々の3次元的な形状を十分に観察するには3次元的な表示の表現手段に乏しく、十分といえるものではなかった。

【0008】さらに、超音波画像を3次元表示する場合、X線CTやMRIといった他の画像診断装置とは異なり収集画像の表示エリアが小さく、また表示形状も超音波プローブの走査法により多数あるため、収集画像を再構成して作る3次元画像もその方向や形状にバラエティーがあり、使用者は表示している3次元画像のオリエンテーション、つまり画像の上下、左右、さらには表示方向（部位を見ている方向）を見失ってしまいやすいという問題があった。

【0009】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、超音波画像とその画像に対応するプローブの位置データとを簡単に整合させることのできる3次元超音波システムを提供することにある。本発明の他の目的は、超音波プローブの手動走査の指標を与えることのできる3次元超音波システムを提供することにある。

【0010】本発明の他の目的は、超音波診断装置に外付けされた3次元画像処理用コンピュータユニットの側で合成画像からBモード画像とカラードプラの血流画像とに分離することのできる3次元超音波システムを提供することにある。

【0011】本発明の他の目的は、3次元画像の表示方向を、3次元走査したボリューム領域を基準に分かりやすく提示することができる3次元超音波システムを提供することにある。

【0012】

【課題を解決するための手段】本発明は、請求項1に示すように、超音波診断装置が2次元画像データの収集を終了するタイミングと、3次元画像処理用コンピュータユニットの位置データの取り込みを終了するタイミングとを、終了のタイミング信号を共通化する等で同期させることにより、超音波診断装置に最後に取り込んだ2次元画像データとやはり3次元画像処理用コンピュータユニットに最後に取り込んだ位置データとが対応付けられているので、この最後の画像データと位置データとから遡っていくことにより他の画像に関しても位置データとの対応を容易に付けることができる。

【0013】また、本発明は、請求項2に示すように、同一の収集タイミング信号により超音波診断装置の2次元画像収集と3次元画像処理用コンピュータユニットの位置データ収集とを行うので、画像データと位置データとの対応を容易に付けることができる。

【0014】また、本発明は、請求項3に示すように、超音波診断装置から3次元画像処理用コンピュータユニットに超音波Bモード画像データとカラードップラによる血流画像データとを個別に転送するので、超音波Bモード画像データと血流画像データそれぞれの同一部位に

関する3次元画像データを個別に再構成することができる。

【0015】また、本発明は、請求項4に示すように、3次元画像データを再構成するのに必要とされる枚数の2次元画像データを収集するのに要する時間を1周期として表示形態が変動する円グラフ又はバーグラフが表示されるので、オペレータはこのグラフを参照しながら超音波プローブを最適に動かすことができる。

【0016】また、本発明は、請求項5に示すように、超音波診断装置又は3次元画像処理用コンピュータユニットからオペレータにより動作開始コマンドが入力されてから、所定の時間遅れて、2次元画像データの収集が開始され、3次元画像処理用コンピュータユニットへの位置データの取り込みが開始されるので、コマンドを入力してから、余裕を持って超音波プローブを動かし始めることができる。

【0017】また、本発明は、請求項6に示すように、超音波Bモード画像データと血流画像データとが加算処理により1枚に合成されているので、3次元画像処理用コンピュータユニットでは取り込まれた合成画像に、もとの超音波Bモード画像と血流画像との両方の情報を保持でき、それらを分離して、それぞれ個別に3次元画像データを再構成することができる。

【0018】また、本発明は、請求項7に示すように、超音波Bモード画像データの3次元画像データと血流画像データの3次元画像データとを、1枚の合成画像としても、1画面に並列して個別に表示することもできるので、観察者は両表示法からそれぞれ固有の有効な診断情報を引き出すことができる。

【0019】また、本発明は、請求項8及び9に示すように、2種の画像を、1画面に並列して個別に表示する場合、両画像は同一の縮尺で同一の表示方向で表示されるので、両画像を空間的に対比させて観察することができる。

【0020】また、本発明は、請求項10、11、12及び13に示すように、3次元表示画像データと同画面に、2次元超音波画像データの上下、左右及び収集方向を判別可能に4角錐形状等に、また表裏が分かるように収集方向に沿って半分ずつ或いは数段階に分けて異なる色で、また模式的な立体形状とボリュームデータの全体形状を示すワイヤフレームとを合成した形状で構成した3次元状のインジケータが、3次元表示画像データの表示方向に連動して表示されるので、観察者は3次元画像に回転等の操作を頻繁に加えても、表示画像のオリエンテーションを視覚的に認識することができる。

【0021】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して、本発明による3次元超音波システムを好ましい実施形態により説明する。図1には本発明の好ましい実施形態による3次元超音波システムの構成を示し、図2にはそのブロック

(5) 特開2000-238 (P 2000-238H)

図を示す。本実施形態の3次元超音波システムは、Bモード画像データやカラードプラによる血流画像データの如き2次元画像データを収集する超音波診断装置1と、超音波診断装置1に外付け可能な汎用タイプのコンピュータユニットであって、超音波診断装置1から画像メモリ6を介して出力された2次元画像データを画像入力部12を介して画像メモリ7a、7bに取り込んで3次元画像作成部8で3次元画像データを再構成する3次元画像処理用コンピュータユニット4とから構成される。

【0022】超音波診断装置1では超音波プローブ2を介して被検体を走査して、複数の2次元画像データを超音波診断装置1内の画像メモリ6に記録する。この画像メモリ6は、2系統装備されており、その一方6aはBモード画像データの記憶用として、他方6bはカラードップラによる血流画像データの記憶用として用いられる。このようにBモード画像と血流画像とを別系統のメモリに記憶するようにしたことで、3次元画像処理用コンピュータユニット4の画像メモリ7a、7bに別々に転送することができ、これによって、3次元画像処理用コンピュータユニット4においてBモード画像の3次元画像と血流画像の3次元画像とを別個に再構成し、Bモード画像と血流画像とを3次元画像上で合成したり、あるいは並列表示することが可能となる。

【0023】画像メモリ6a、6bは、それぞれ複数の2次元画像データを記憶する容量をもっており、診断装置1のホストCPU9から収集終了(フリーズ(Freeze))のコマンドが送られるまで、超音波画像作成部10で作成された画像データを連続的に記憶する。この記憶にはいわゆるループ方式が採用されており、つまり、画像の枚数が画像メモリ6の容量を超えた場合には、古い画像を消し、その上に新しい画像を書き込む(上書き)ことで、常に最新の複数枚の画像データが記憶されるようになっている。

【0024】なお、この画像メモリ6の容量を上限として、3次元画像を再構成するために要求される2次元超音波画像の枚数がオペレータにより自由に指定されるが、この指定された枚数に2次元超音波画像の1枚当たりの生成速度を乗算した時間が、3次元画像収集時間として定義するものとする。

【0025】コンピュータユニット4には、超音波プローブ2に取り付けられた位置センサ3から位置データが逐次送られ、2次元画像データの収集間隔と同じ間隔又はそれより短い間隔でコンピュータユニット4の位置データメモリ5上に、記録されていく。

【0026】操作者は、超音波診断装置1又はコンピュータユニット4の操作卓(ユーザインタフェース)を介して、画像収集開始のコマンドと、画像収集終了のコマンド(フリーズコマンド)とを入力することができる。図では、これらのコマンドはコンピュータユニット4の操作卓から入力されるようになっている。

【0027】コンピュータユニット4の3次元ユニットCPU11は、この画像収集開始のコマンドを入力すると、位置データ収集部5に位置センサ3からの位置データの位置データメモリ5への記録を開始させる。

【0028】また、コンピュータユニット4の3次元ユニットCPU11は、この画像収集終了のコマンドを入力すると、位置データ収集部5に位置センサ3からの位置データの位置データメモリ5への記録を終了させるとともに、この画像収集終了のコマンドを超音波診断装置1のホストCPU9に転送するようになっている。ホストCPU9は、画像収集開始のコマンドを受け取るとそれにトリガされて超音波画像作成部10に超音波走査の終了及び2次元超音波画像の作成終了を促す。このように画像収集終了のコマンドをコンピュータユニット4と超音波診断装置1との一方から入力すると、それがコンピュータユニット4と超音波診断装置1の他方に転送されるようにしたことで、2次元画像データの収集と位置データの収集とを同期して終了することができる。

【0029】なお、画像収集開始及び終了のコマンドがコンピュータユニット4と超音波診断装置1との一方から入力されると、それがコンピュータユニット4と超音波診断装置1の他方に転送されるようにしたことで、2次元超音波画像データの収集と位置データの収集とを同期して終了2次元画像データの収集と位置データの収集とを同期できるとしたが、図3に示すように、超音波診断装置1と3次元画像処理用コンピュータユニット4とで共用されるデータ収集タイミング信号発生部21を設けて、このデータ収集タイミング信号発生部21から発生した画像収集開始及び終了のコマンドが超音波診断装置1のホストCPU9と3次元画像処理用コンピュータユニット4の3次元ユニットCPU11とにパラレルで送られるようにしてもよい。

【0030】2次元画像データの収集と位置データの収集とが終了した後に、超音波診断装置1の画像メモリ6から3次元画像処理用コンピュータユニット4の画像メモリ7a、7bに画像入力部12を介して2次元超音波画像データが転送される。

【0031】画像メモリ7a、7bからは最後に収集した2次元超音波画像データから1フレームづつ順番に読み出され、またこれに同期して位置データメモリ5からも最後に収集された位置データから順番に読み出され、両者が加算処理器13で合わされて3次元画像作成部8に送られる。このとき2次元超音波画像データと位置データとの整合は完全にとれている。なぜなら、2次元超音波画像データの収集と位置データの収集とは同期して終了し、また読み出しが最後に収集したデータから順番に行われるからである。

【0032】3次元画像作成部8では、複数フレームの2次元超音波画像データとその各々の位置データとから、X線CTやMRIの3次元表示で用いられている例

(6) 特開2000-238 (P 2000-238p)

えば表面表示、MIP（最大値投影）、MinIP（最小値投影）、積分投影、ボリュームレンダリング、MPR画像など等の一般的な3次元再構成法を使って関心部位に関する3次元ボリュームデータを再構成する。

【0033】なお、本実施形態では、Bモード画像とドップラ血流画像とを超音波診断装置1の画像メモリ6a、6bに別々に記憶し、3次元画像処理用コンピュータユニット4の画像メモリ7a、7bに別々に転送することによって、Bモード画像の3次元ボリュームデータと血流画像の3次元ボリュームデータとを個別に再構成することができるのもであったが、図4に示すようにBモード画像とドップラ血流画像とを超音波診断装置1で合成しておくことにより、3次元画像処理用コンピュータユニット4で合成画像から情報欠落することなくBモード画像とドップラ血流画像とに分離して、Bモード画像の3次元ボリュームデータと血流画像の3次元ボリュームデータとを個別に再構成することができるようにしていてもよい。

【0034】このBモード画像とドップラ血流画像との合成は、図5に示すように、超音波診断装置1の合成画像作成部15で行われ、また分離は3次元画像処理用コンピュータユニット4の画像分離部18で行われる。この場合、超音波診断装置1においてBモード画像用と血流画像用とで画像メモリ6a、6bを別々に設けなくとも、1系統でよい。従来から、超音波診断装置1の表示画像はCFMなどのカラードップラによる血流画像を表示する場合、Bモード画像の上にカラー血流画像を上書き合成して表示している。このため、この画像をそのまま3次元画像処理用コンピュータユニット4の画像メモリ7に転送し、Bモード画像と血流画像の3次元画像を再構成すると、血流画像が上書きされた部分のBモード画像が欠落してしまう。また、カラー血流画像もBモード画像に囲まれて見難い3次元画像となってしまう。

【0035】そこで、超音波診断装置1の合成画像作成部15で、Bモード画像とカラー血流画像とを合成する際に、Bモード画像の白黒の情報と、カラー血流画像のカラー情報と、それらいずれの情報も全く欠落しないように従来のような上書き合成ではなくて後述する加算処理により合成する。一方、3次元画像処理用コンピュータユニット4では、超音波診断装置1に表示された合成画像データを収集し、超音波診断装置1で行なわれた合成と逆の手順でBモード画像とカラー血流画像とを分離し、それぞれの画像を画像メモリ7a、7bに振り分けて記憶し、それぞれ個別に3次元画像を再構成する。このようにすれば、Bモード画像とカラー血流画像両方の画像を欠落なく同時に収集、3次元表示することが可能となる。

【0036】ここで、Bモード画像とカラー血流画像の合成、分離の1例を説明する。Bモード画像は、白黒画像であり、RGBの色成分に分離すると、R信号、G信

号、B信号が同じ値となる。一方、カラー血流画像が、赤のグラデーション、青のグラデーションでの場合、G信号の値は常にゼロである。この特徴を利用して、以下のように合成する。なお、Bモード画像の画素値を(Rb, Gb, Bb)、カラー血流画像の画素値を(Rc, Gc, Bc)で表すものとする。

【0037】このとき、合成画像の画素値(Rs, Gs, Bs)は、Gcが0でない場合

$$Rs = (Rb + Rc) / 2$$

$$Gs = (Gb + Gc) / 2$$

$$Bs = (Bb + Bc) / 2$$

で計算される。

【0038】また、Gcが0の場合

$$Rs = Rb$$

$$Gs = Gb$$

$$Bs = Bb$$

で計算される。

【0039】逆に、合成画像を分離するのは、Rs, Gs, Bsが等しくない場合

$$Rb = Gs \times 2$$

$$Gb = Gs \times 2$$

$$Bb = Gs \times 2$$

$$Rc = (Rs - Gs) \times 2$$

$$Gc = 0$$

$$Bc = (Bs - Gs) \times 2$$
 で求められる。

【0040】また、Rs, Gs, Bsが等しい場合

$$Rb = Rs$$

$$Gb = Gs$$

$$Bb = Bs$$

$$Rc = 0$$

$$Gc = 0$$

$$Bc = 0$$

で求められる。

【0041】このように別々に再構成したBモード画像の3次元画像とカラー血流画像の3次元画像とは、ディスプレイ装置17で表示される。この表示方法としては、図6(a)に示すように、Bモード画像の3次元画像とカラー血流画像の3次元画像とを位置整合して1画像に合成して表示する合成表示法と、また図6(b)に示すようにBモード画像の3次元画像とカラー血流画像の3次元画像とを左右に並べて別々に表示する並列表示法との2通りが用意されており、オペレータにより自由に切り替えられるようになっている。また、合成の手法としては、単純加算処理、半透明加算処理、3次元的な奥行きを考慮し、陰面消去をおこなった合成法などこれも特に限定をしない。

【0042】ここで図6(a)に示した合成表示例では、Bモード画像をMinIP（最小値投影）、カラー血流画像をMIP（最大値投影）したものである。画像を画面の中央に表示し、画像の左側にはそれぞれの画像

(7) 特開2000-238 (P2000-238)

の表示方法を変更するボタンを配置した操作パネルを表示する。このボタンを切り替えることで、合成画像のそれぞれの表示法を変更できる。また、トラックボール操作、またはマウスによる操作で画像の回転、移動、拡大縮小が可能である。このとき、Bモード、カラー両方の3次元画像は常に追従して回転、移動、拡大縮小される。

【0043】操作パネルには、合成表示から並列表示に表示方法を切り替えるボタンを配置する。操作者がこのボタンを押すことによって、図6(b)に示した並列表示に切り替えることができる。並列表示では、左右にそれぞれBモードとカラーの3次元画像を表示する。このとき表示される表示法は、並列表示に切り替える前の合成表示時の表示法とする。表示画像の下部には画像の表示方向を変更するボタンを配置した操作パネルを表示する。また、トラックボール操作、マウス操作により画像の回転、移動、拡大縮小が行なえる。

【0044】このとき、左右の画像を同じく回転、移動、拡大縮小することも可能であるし、Bモード画像のみ、カラー血流画像のみを回転、移動、拡大縮小することも可能である。この操作対象の切り替えは、操作パネルに配置した[Sync] (同期) ボタンを選択・非選択することによっておこなう。また、この操作パネルには、表示形式を合成表示に戻すボタンを配置し、このボタンを押すことによって、並列表示時の表示法で合成した合成画像を表示することが可能である。

【0045】また、図7(a)に示すように、1断面のBモード画像をカラー血流画像の3次元画像に合成し、その断面位置から遠い部分のBモード画像の外周面を非表示にするようにしてもよいし、図7(b)に示すように、1断面のBモード画像をカラー血流画像の3次元画像に合成し、その断面位置から遠い部分のBモード画像の外周面を表示するようにしてもよい。さらに、図7(a), (b)に示した1断面のBモード画像とカラー血流画像の3次元画像を両方共に、又は一方だけを半透明で表示することにより、断面より遠い部分のBモード画像とカラー血流画像との位置関係を見やすくするようにしてもよい。さらに半透明表示における透明度の調整も両画像でシンクロして変えるようにしても、又は別々に行なうようにしてもよい。

【0046】以上のような3次元表示では、超音波で被検体を走査したボリューム領域との関係、つまり現在表示されている3次元画像が、ボリューム領域を基準として、どのような向き(図9の視線方向)から見ている画像なのかを把握することは厄介である。本実施形態では、この問題を解決するために、インジケータ発生部16を設けている。

【0047】インジケータ発生部16は、図8(a)に示すように、2次元の走査面を動かすボリューム領域をデフォルメしてその外形に近似するような例えれば4角錐

形状、4角錐の頂点部分を削除した形状、球体の中心から表面にかけての一部分を切り取った形状、又はこの球体の一部分形状の中心点部分を削除した形状で、しかもそのボリューム領域の上下、左右及び走査面が動く収集方向(図9のZ方向)を判別可能に構成したような立体画像をポジションインジケータデータとして発生する。つまり、このポジションインジケータはボリューム領域の前後左右を分かり易くするために、図8(b)に示すように、走査面が動く収集方向に沿って半分ずつ青と赤のよう異なる色で色分けされ、そして模式的な立体形状とボリュームデータの全体形状を示すワイアフレームとが合成されている。このポジションインジケータの0°(前)の位置は収集画像の1枚目(ボリューム領域の走査開始面)を表し、180°(後)の位置は収集画像の最後(ボリューム領域の走査最終面)を表している。もちろん、このポジションインジケータの表示方向は、Bモード画像等の3次元画像の表示方向に連動して変化され、つまりBモード画像等の3次元画像を上下回転、左右回転したときにそれに追従して上下回転、左右回転されるようになっている。

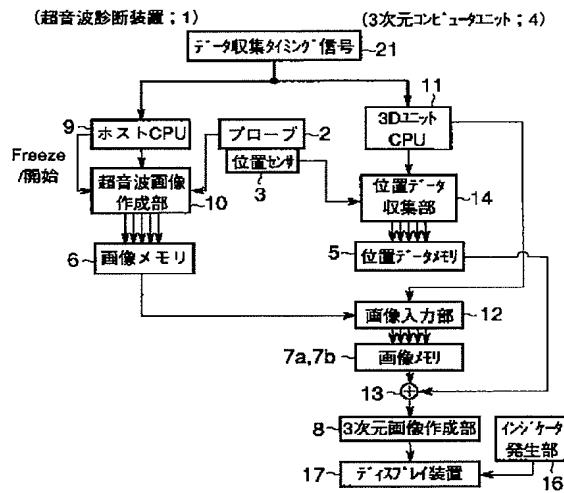
【0048】このポジションインジケータをディスプレイ装置17においてBモード画像等の3次元画像と共に表示することで、3次元画像の表示方向と実際に3次元で走査したボリューム領域との位置的な関係が容易に把握できるようになる。

【0049】次に、オペレータの3次元走査作業を支援する技術について説明する。3次元走査は、オペレータが超音波プローブ2を把持して被検体の体表面を移動したり、また首振りのように動かすことで簡易的に行われることが多い。その一方で、3次元画像処理用コンピュータユニット4で何枚の2次元超音波画像から3次元画像を再構成するかは自由に設定できるようになっている。ここで仮にn枚の2次元超音波画像から3次元画像が再構成されるとすると、3次元画像再構成の1サイクルは画像収集のフレームレートの逆数、つまり1フレームの収集時間に“n”を乗算した時間として与えられる。この1サイクル時間で、関心部位を含むボリューム領域全体を一通り走査するように超音波プローブ2を動かすことが、好ましい。

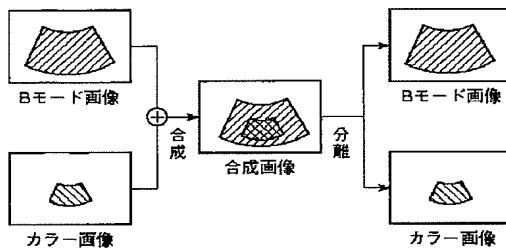
【0050】オペレータが好ましく超音波プローブ2を動かすことができるよう、それを支援するための収集インジケータをインジケータ発生部16で発生し、ディスプレイ装置17に表示する。この収集インジケータの一例を図10(a)に示している。この例では、円グラフであるがバーグラフでもよい。この収集インジケータはその表示形態が1サイクル時間を周期として変動するようになっており、例えば円グラフの表示色が円周方向に経時に変化し、またバーグラフの表示色がその長軸方向に経時に変化するようになっている。オペレータは、このような収集インジケータを参照することによ

(9) 特開2000-238 (P 2000-238)

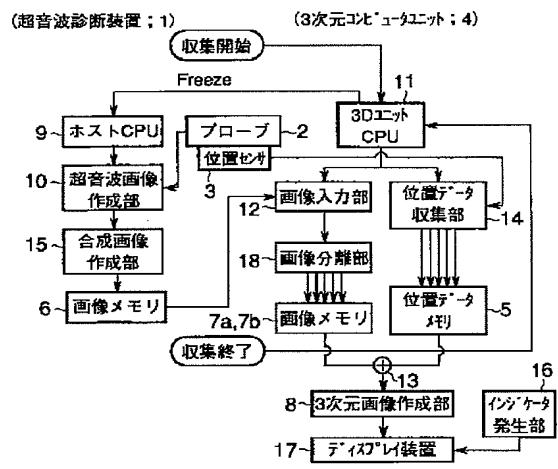
【図3】



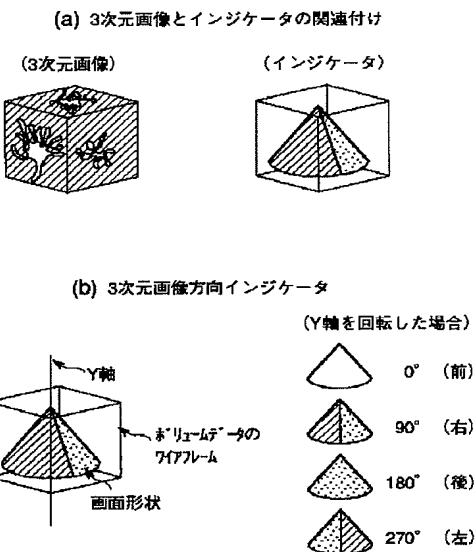
【図4】



【図5】



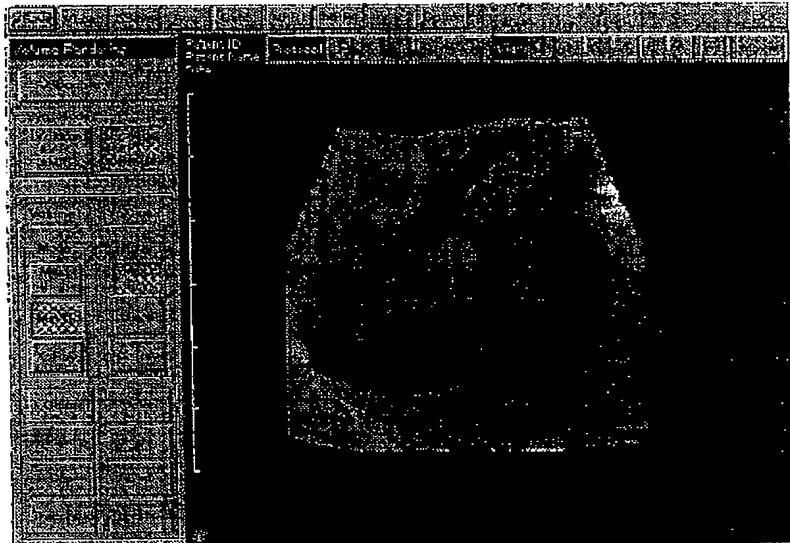
【図8】



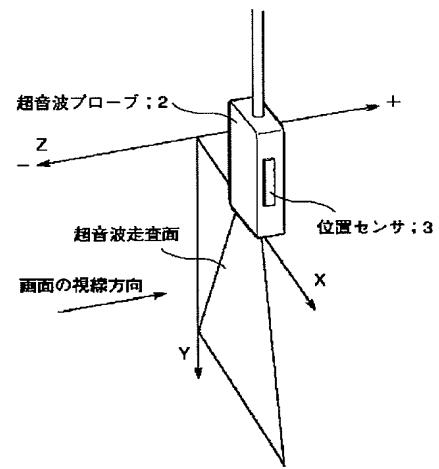
(10) 特開2000-238 (P 2000-238e)

【図6】

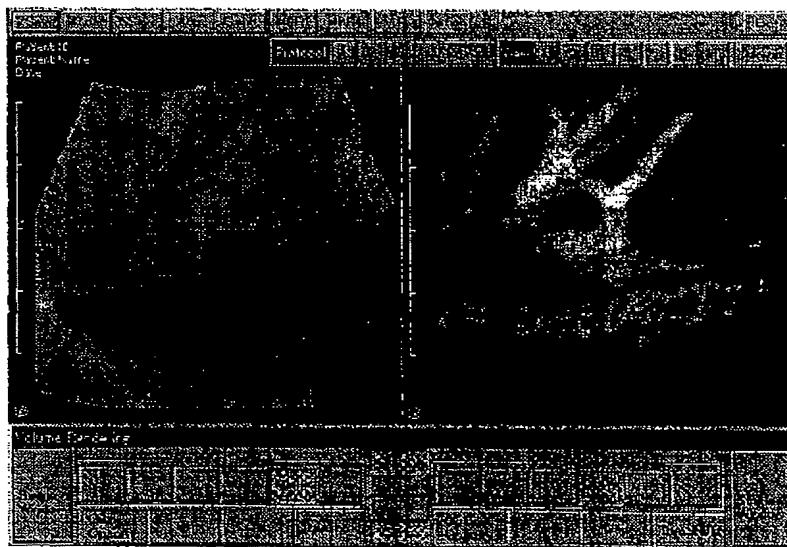
(a) 合成表示例



【図9】



(b) 並列表示例



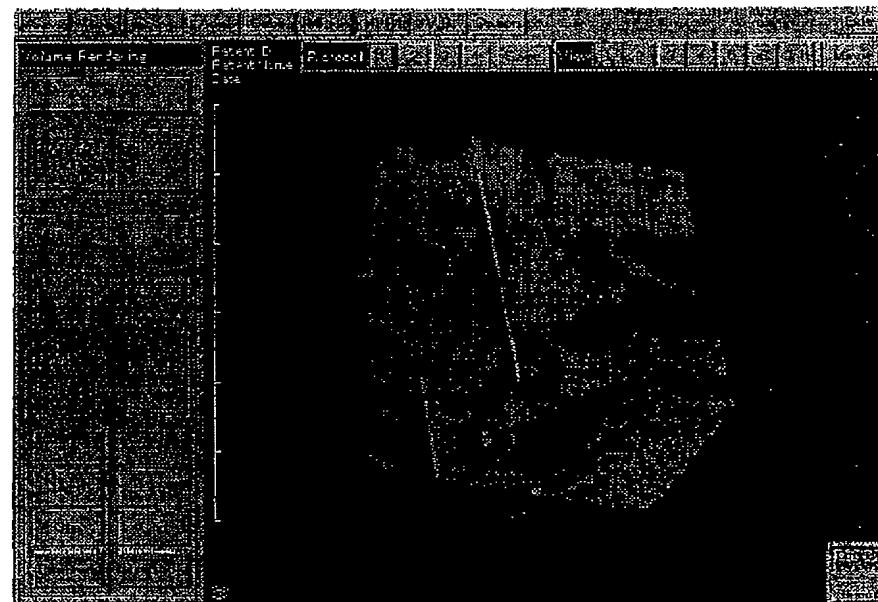
(11) 特開2000-238 (P2000-238e)

【図7】

(a) Bモード断面奥方向非表示例



(b) Bモード断面奥方向表示例



(12) 特開2000-238 (P 2000-238e)

フロントページの続き

(72) 発明者 田中 裕子 F ターム(参考) 4C301 BB05 BB13 BB28 BB34 CC02
東京都北区赤羽2丁目16番4号 東芝医用
システムエンジニアリング株式会社内 DD01 DD02 EE20 GD02 JC14
JC20 KK01 KK02 KK07 KK08
(72) 発明者 斎藤 俊一 KK12 KK13 KK16 KK17 KK22
東京都北区赤羽2丁目16番4号 東芝医用 KK40 LL03 LL20
システムエンジニアリング株式会社内